

Lubricación *in vitro* en prótesis articulares

In Vitro Lubrication In Joint Prostheses

Joana Lizbeth Montes Seguedo¹ <https://orcid.org/0000-0002-3149-1231>

Iván Domínguez Lopez¹ <https://orcid.org/0000-0001-8084-8711>

Adrián Luis García García¹ <https://orcid.org/0000-0002-5121-9032>

José Dolores Óscar Barceinas Sanchez¹ <https://orcid.org/0000-0003-2059-5016>

Ma. del Rosario Jovita Morales¹ <https://orcid.org/0000-0001-8499-3625>

Eva González Jasso¹ <https://orcid.org/0000-0002-3611-7855>

¹Instituto Politécnico Nacional, Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Querétaro, México.

*Autor de correspondencia: jmontess1500@alumno.ipn.mx

RESUMEN

Entender el desgaste prematuro en reemplazos articulares debido a una lubricación deficiente, que puede resultar en valores de fricción altos, es un tema amplio e intrincado de abordar. Además, si el lubricante es el fluido sinovial, los mecanismos de lubricación que ocurren son aún más complejos de develar. En este artículo se revisa el estado de conocimiento actual de la lubricación sinovial, así como las características reológicas del fluido lubricante. Asimismo, se mencionan algunas técnicas experimentales y métodos numéricos con los que se ha estudiado el problema de la lubricación. En algunas simulaciones numéricas de la lubricación en reemplazos articulares no se considera el efecto del esfuerzo cortante del líquido sinovial ya que se asume que tiene un comportamiento newtoniano, sin embargo, otras investigaciones han demostrado que al asumir un comportamiento no newtoniano el proceso de lubricación se afecta significativamente. Con todo esto, incorporar todos los factores que pueden afectar la lubricación en reemplazos articulares, en simulaciones numéricas hasta la fecha es un reto. A través de diversas investigaciones se buscan nuevos

materiales, diseños y técnicas de análisis que permitan incrementar la vida útil de los implantes para así reducir las cirugías de revisión.

Palabras clave: artroplastia; líquido sinovial; osteoartritis; prótesis articulares.

ABSTRACT

Understanding premature wear in joint replacements due to poor lubrication, which can result in high friction values, is a broad and intricate topic to address. In addition, if the lubricant is the synovial fluid, the lubrication mechanisms that occur are even more complex to unveil. This article reviews the current state of knowledge on synovial lubrication, as well as the rheological characteristics of the lubricating fluid. It is also made a mention of some experimental techniques and numerical methods with which the problem of lubrication has been studied. In some numerical simulations of lubrication in joint replacements the effect of the shear stress of the synovial fluid is not considered since it is assumed to have a Newtonian behavior; however, other research has shown that by assuming a non-Newtonian behavior the lubrication process is significantly affected. With all this, incorporating all the factors that can affect lubrication in joint replacements, in numerical simulations to date is a challenge. Through various investigations, new materials, designs and analysis techniques are sought to increase the useful life of implants in order to reduce revision surgeries.

Keywords: arthroplasty; joint prosthesis; osteoarthritis; synovial fluid.

Recibido: 09/06/2020

Aceptado: 03/04/2021

Introducción

La osteoartritis es una enfermedad que afecta a las articulaciones, que provoca inflamación, dolor y pérdida del movimiento debido al desgaste prematuro del cartílago, afectando sobre todo a personas mayores de 60 años.⁽¹⁾

La cirugía de reemplazo articular o artroplastia es un procedimiento quirúrgico altamente exitoso que alivia el dolor y devuelve el movimiento a la articulación, debido a que sustituye a la articulación dañada con un implante artificial llamado prótesis articular. Un estudio estadístico realizado en Reino Unido en 2016,

demonstró que el 90 % de las cirugías realizadas en pacientes con necesidad de un reemplazo de cadera, se hicieron a causa de la osteoartritis.⁽³⁾ En la tabla 1 se muestran los reemplazos articulares realizados en Estados Unidos, Reino Unido, Australia y México, respectivamente. En México no existe una institución que se encargue de recabar los datos estadísticos de las cirugías realizadas en hospitales públicos y privados; la información presentada para México corresponde a solo un hospital público.

Tabla 1. Reemplazos articulares del periodo 2016 al 2017

Prótesis articulares	Estados Unidos ⁽⁴⁾	Reino Unido ⁽³⁾	Australia ⁽⁵⁾	México ⁽⁶⁾
Rodilla	156,656	108,713	54,7407	45
Cadera	92,780	101,651	400,331	110
Hombro	53,000	6,967	28,193	5

Se sabe que el promedio de vida útil de una prótesis articular puede ser desde 10 a 15 años, que está sujeta a procedimientos de revisión debido al desgaste del polímero, aflojamiento aséptico, infección, inestabilidad, mala alineación.⁽⁷⁾ Por lo tanto, uno de los principales objetivos de los estudios tribológicos es incrementar el tiempo de vida útil de los biomateriales mediante el desarrollo de diferentes técnicas experimentales.⁽⁸⁾

Las prótesis articulares tienen una cinemática y cargas complejas durante su uso, al igual que su funcionamiento está sujeto a diversos factores como propiedades de los materiales, composición del lubricante y régimen de lubricación.⁽⁹⁾ Normalmente el desgaste se asocia a una lubricación deficiente y valores de fricción altos, por lo cual, el funcionamiento de los biomateriales y los diseños de prótesis articulares se validan mediante pruebas tribológicas en simuladores de desgaste o mediante la simplificación de las geometrías utilizando un tribómetro. La Organización Internacional para la Estandarización, por sus siglas en inglés ISO, creó normas para evaluar el desgaste de prótesis articulares completas en simuladores mecánicos, estableciendo los movimientos, fuerzas, lubricante y temperatura a las que dichas pruebas deben realizarse. La norma ISO 14243-3:2014,⁽¹⁰⁾ establece las concentraciones de proteínas que deben utilizarse en pruebas de desgaste de prótesis articulares totales de rodilla; en este caso, el

lubricante debe ser suero bovino diluido con agua destilada para obtener una concentración similar a la de la articulación natural.

Cabe mencionar que al utilizar un lubricante a base proteínas como albúmina de suero humano en combinación con los pares tribológicos CoCrMo/UHMWPE, Alúmina/UHMWPE, alúmina/alúmina y CoCrMo/CoCrMo, estas pueden desnaturalizarse térmicamente y mecánicamente, dado que la albúmina de suero humano está compuesta por proteínas como la albúmina y la globulina, esta desnaturalización se debe a la adsorción de la albúmina sobre las superficies hidrofóbicas de UHMWPE y CoCrMo, como resultado de la fricción entre ambas superficies inmersas en la solución;⁽¹¹⁾ sin embargo, realizar pruebas de desgaste en simuladores es un proceso largo y costoso, por lo cual se ha optado por utilizar otros métodos analíticos como: predicciones computacionales de desgaste basadas en elemento finito, ⁽¹²⁾ soluciones numéricas por medio de la teoría de lubricación elastohidrodinámica,⁽¹³⁾ modelación del fenómeno de fatiga usando el método de elemento finito,⁽²⁾ modelado tribológico del reemplazo articular incluyendo la presencia del fluido sinovial para calcular la tasa de desgaste,⁽¹⁴⁾ entre otros, con la finalidad de poder analizar: geometría, desgaste, fricción, cinemática, cargas, espesor de la película lubricante y diferentes materiales de prótesis articulares. El objetivo del presente trabajo es mostrar el panorama actual de la investigación referente a la lubricación *in vitro* en prótesis articulares de cadera y rodilla, los materiales de las que están hechas, así como la composición y comportamiento reológico del líquido sinovial y suero bovino.

Desarrollo

Se realizó una revisión bibliográfica exhaustiva de forma electrónica empleando las bases de datos y revistas proporcionadas por CONRICyT, SpringerLink, Scopus, Elsevier, recursos digitales del IPN, Google scholar, PubMed y Research gate mediante el uso de palabras clave en inglés como: tribology, synovial fluid, joint, prosthesis, TKR, THR, bovine serum, osteoarthritis, UHMWPE, friction, orthopedics, total joint replacement, tribology, wear, lubrication, friction, revision knee arthroplasty, failure.

Líquido sinovial y suero de bovino

El líquido sinovial es el nombre que se le da al fluido en el que están inmersas las articulaciones del cuerpo que se mueven libremente, denominadas articulaciones diartrodiales. Este líquido se encuentra en bolsas pequeñas fibrosas que se localizan entre otras estructuras móviles como músculos, tendones y la piel o entre estas y los huesos. El líquido sinovial ocupa canales estrechos entre los tejidos blandos de las articulaciones, principalmente entre dos superficies cubiertas de cartílago. El líquido sinovial es un fluido claro, incoloro o ligeramente amarillento y viscoso que funciona como lubricante biomecánico.⁽¹⁵⁾

El suero bovino se utiliza en pruebas tribológicas estandarizadas en lugar de líquido sinovial humano, debido a que las propiedades reológicas del líquido sinovial son diferentes en cada persona,⁽¹⁶⁾ además, existe una limitante en la recolección de la cantidad necesaria de líquido sinovial para realizar las pruebas de desgaste.⁽¹⁵⁾ Por otro lado, la cantidad de lubricante de líquido sinovial que se requiere para estas pruebas es de 40 mL a 600 mL y en las articulaciones la cantidad presente de líquido sinovial es de 0,2 mL a 10 mL.⁽¹⁶⁾ Por lo que es necesario el uso alternativo de otros lubricantes.

Composición del líquido sinovial y suero de bovino

El líquido sinovial está compuesto de proteínas con bajo peso molecular como la albúmina, globulina, transferrina, serumocina y con alto peso molecular como el fibrinógeno, β_2 macroglobulina y lipoproteína; además, contiene ácido hialurónico. La función del líquido sinovial es lubricar y absorber el impacto entre las superficies de una articulación, facilitando las propiedades de baja fricción y bajo desgaste del cartílago. El contenido total de proteína del líquido sinovial es de

25 mg/mL a 28 mg/mL, de los cuales el 63 % es de albúmina y 37 % de globulina,^(15, 17) como se puede apreciar en la tabla 2 las cantidades de proteínas del líquido sinovial son muy diferentes a la del suero bovino. El principal componente del suero de bovino fetal es la proteína globular albúmina.

Tabla 2. Composición general de las proteínas presentes en tres diferentes sueros^(18, 19)

Composición	Concentración (g/L)		
	FBS	NBCS	ACS
Proteínas totales (g/L)	38.2	52	42
Albúmina	17	20.8	30.11
α -globulina	11.6	17.68	5.12
β -globulina	9.1	7.3	6.63
γ -globulina	0.5	6.13	0.126

Leyenda: FBS: suero de bovino fetal; NBCS: suero de ternero recién nacido; ACS: suero de ternero alfa.

Reología del líquido sinovial

El líquido sinovial sano puede presentar diferentes comportamientos reológicos no lineales como: elástico, tixotrópico y pseudoplástico,⁽²⁰⁾ es un líquido altamente viscoso con un comportamiento no Newtoniano, que tiene una viscosidad y comportamientos viscoelásticos que dependen de la velocidad de corte. La viscosidad del líquido sinovial de articulaciones de rodilla sanas decrece de 500 Pas a 0,5 Pas cuando la velocidad de corte incrementa de 0,001 s⁻¹ a 1 s⁻¹; su viscosidad se debe al contenido de ácido hialurónico.⁽²¹⁾ Los fluidos sinoviales sanos son los que tienen una mayor viscosidad, seguidos por los fluidos sinoviales degenerativos con osteoartritis.⁽²⁰⁾ Se ha reportado que las propiedades reológicas de los fluidos sinoviales de pacientes con enfermedades inflamatorias y no inflamatorias como la osteoartritis y artritis reumatoide, presentan un comportamiento no Newtoniano (adelgazamiento por cizallamiento) y propiedades viscoelásticas. El comportamiento reológico del líquido sinovial con osteoartritis a una temperatura fisiológica de 37 °C es reopéctico.⁽²²⁾

Cuando una articulación se flexiona lentamente el líquido sinovial sano se comporta como un fluido viscoso, debido a que el movimiento ocurre con la frecuencia más baja y este actúa como un lubricante, mientras que al correr el líquido sinovial actúa como un sólido elástico, que absorbe el impacto de los esfuerzos mecánicos entre las superficies del cartílago articular almacenando la energía mecánicamente.⁽²³⁾ En cambio, cuando se tiene una enfermedad patológica en la articulación el líquido sinovial no tiene propiedades elásticas, pero es viscoso y es posible que no permanezca en los canales ni almacene la energía contra movimientos rápidos.

Las propiedades reológicas del líquido sinovial desempeñan un papel fundamental en las propiedades de lubricación, especialmente protegen el tejido articular durante el movimiento de la articulación. La viscoelasticidad otorga excelentes propiedades de lubricación al líquido sinovial, así que las mediciones reológicas se pueden utilizar para determinar si el mecanismo de viscoelasticidad es debido a asociaciones entre proteínas o a un complejo soluble que se forma entre las proteínas y ácido hialurónico.⁽²⁴⁾

Reología del suero de bovino

El suero bovino es un lubricante ampliamente reconocido para realizar pruebas tribológicas *in-vitro*, pero al no ser un fluido sinovial y no contener ácido hialurónico,⁽²⁵⁾ su comportamiento reológico es diferente al del líquido sinovial.

Cuando el fluido lubricante es agua esterilizada y desionizada, el coeficiente de fricción entre los materiales acero inoxidable y UHMWPE es menor, en comparación con las disoluciones de suero de bovino fetal bajo las condiciones artrocinemáticas y de carga establecidas en la norma ISO 14243-3:2014. Aún cuando las variables del sistema cambian continuamente, contrastando el comportamiento tribológico del sistema lubricado con agua contra el mismo en presencia de proteínas, se intuye que la reología del suero de bovino fetal es completamente distinta en condiciones de carga y velocidad diferentes a las del reómetro. El estudio sistemático de este comportamiento dilucidaría la función de las proteínas en el fenómeno de lubricación y arrojaría una visión más realista de su reología.

El líquido sinovial de bovino tiene las mismas proteínas que el líquido sinovial periprotésico humano, pero en cantidades diferentes; sin embargo, el líquido sinovial periprotésico humano y bovino exhiben características típicas de adelgazamiento por cizallamiento a una viscosidad constante de 0,003 Pas y velocidades de corte altas ($10\ 000\ \text{s}^{-1}$ a $40\ 000\ \text{s}^{-1}$), esto se debe a la presencia de ácido hialurónico, que es el componente con mayor peso molecular.⁽²⁷⁾

Lubricación en prótesis articulares

El propósito de diversos grupos de investigación,^(28, 29) es comprender el mecanismo de lubricación en prótesis articulares a través del análisis de su

geometría y las propiedades mecánicas de los biomateriales utilizados: acero inoxidable, titanio, CoCrMo, alúmina, zirconia, UHMWPE, entre otros; no obstante, resolver los problemas de lubricación en reemplazos articulares de cadera y rodilla es complejo, debido a que las articulaciones están sometidas a una serie de variaciones cinemáticas y de carga durante su funcionamiento.⁽²⁹⁾ A menudo se requieren métodos para medir el espesor de película lubricante, por lo que es importante desarrollar herramientas numéricas efectivas que ayuden a resolver estos problemas de forma realista y simple, pero que correspondan con las condiciones clínicamente relevantes de uso de una prótesis articular. Así surgieron soluciones numéricas y experimentales desde la perspectiva de la lubricación elastohidrodinámica,⁽³¹⁾ mixta y de capa límite.⁽³²⁾

Lubricantes base proteínas

Durante el ciclo de la caminata, en las articulaciones naturales de rodilla y cadera se presenta el régimen de lubricación elastohidrodinámica, en el que están involucradas deformaciones elásticas macro y microscópicas del cartílago. Este es el encargado de proteger a las superficies de la articulación, absorber altas cargas y mantener una baja fricción en la articulación,⁽³³⁾ por lo que, desde la perspectiva de la tribología, la longevidad de las articulaciones naturales y artificiales está relacionada con la fricción, el desgaste y los mecanismos de lubricación. De modo que es necesario el uso de un lubricante y biomateriales apropiados para mejorar el desempeño de los componentes protésicos en las pruebas *in vitro*, por ello, varios investigadores están interesados en encontrar nuevos biomateriales⁽⁸⁾ o lubricantes.⁽³⁴⁾

El lubricante artificial que se debe utilizar en pruebas de desgaste de reemplazos totales de rodilla en un simulador debe ser suero de ternera, PBS y ácido hialurónico, para igualar las principales propiedades bioquímicas del líquido sinovial humano con osteoartritis, para así poder comprender el mecanismo de desgaste de los biomateriales;⁽³⁵⁾ no obstante, existen diversos factores en el entorno fisiológico de las articulaciones sinoviales como las proteínas y las moléculas de fosfolípidos que afectan el desgaste del UHMWPE.⁽³⁶⁾ Por lo cual, el tener un lubricante de fosfolípidos y ácido hialurónico puede ayudar a mejorar las condiciones de lubricación en una prótesis *in vitro*.⁽³⁷⁾ Siendo así, es

conveniente conocer cuál es la cantidad de fosfolípidos tensoactivos adsorbidos en la superficie metal/polímero, ya que estos tienen un papel fundamental en la longevidad de los materiales.⁽³⁸⁾ Además, puede ser posible reducir la fricción entre los materiales de las prótesis *in vitro* mediante la modificación química de las superficies de los materiales para adsorber selectivamente ciertas glicoproteínas.⁽³⁹⁾

Cuando se lubrica la superficie de los materiales (UHMWPE/cerámico) con albúmina y la superficie del polietileno es tratada con plasma, se reduce el desgaste y la fricción entre los materiales, debido a que el polímero al ser más hidrofílico adsorbe proteínas nativas, que forman películas lubricadas mucho más gruesas en comparación con las proteínas desnaturalizadas, estas se adhieren a las superficies hidrofóbicas alterando el mecanismo de lubricación deseado.⁽⁴⁰⁾

La formación de la película está definida por los cambios reológicos y la agregación de las proteínas en contacto deslizante.⁽²⁹⁾ A medida que disminuye el espesor de la película entre los materiales, este tiene una relación inversa con la velocidad media, por lo que la formación de la película no sigue las reglas de la teoría lubricación elastohidrodinámica cuando se utilizan fluidos complejos (líquido sinovial o BCS), debido a que las proteínas se quedan atrapadas en la entrada de la región de contacto entre los biomateriales, alterando drásticamente la viscosidad, formando una especie de gel antes de que este pase a la región de contacto, lo que provoca cambios en el desempeño tribológico de la prótesis de cadera.⁽⁴¹⁾ Por ello encontrar un lubricante que sustituya al líquido sinovial, con las características reológicas de este es complejo, debido a que el lubricante debe evaluarse en condiciones *in vivo* después de un largo periodo de implantación, por lo que se requieren más recursos para validar su utilidad.

Lubricación en prótesis de cadera

La prótesis de cadera tiene variaciones de carga y velocidades durante todo el ciclo de la marcha, por lo cual se pueden presentar dos situaciones: la primera es la complejidad del sistema de lubricación del implante articular; la segunda es porque el lubricante al ser líquido sinovial periprotésico contiene ácido hialurónico, fosfolípidos y proteínas, por consiguiente, su contenido tiene un efecto significativo en el desgaste de los pares tribológicos (UHMWPE/CoCr y

politetrafluoroetileno/CoCr). Lo anterior da como resultado una gama de diferentes condiciones de contacto, dando origen a posibles mecanismos de lubricación como: capa límite, mixto, lubricación por agregación de proteínas y lubricación elastohidrodinámica,⁽²⁹⁾ entre otros, por consiguiente, surge la necesidad de entender el problema de lubricación, para mejorar la vida media del implante articular.

Se han realizado investigaciones en donde se han efectuado simulaciones numéricas de la lubricación artificial del reemplazo de cadera, sin considerar las propiedades reológicas del líquido sinovial, asumiendo que el lubricante tiene un comportamiento Newtoniano, con viscosidad similar a la del agua.⁽⁴²⁾ Bajo estas condiciones, se ha observado que el régimen de lubricación presente es el mixto. Además, se demostró mediante simulaciones numéricas de la teoría lubricación elastohidrodinámica de prótesis de cadera (metal-metal) que se puede incrementar la conformidad de contacto utilizando geometrías no-esféricas,⁽⁴³⁾ por lo tanto, la lubricación puede afectarse o beneficiarse por el diseño de las geometrías de los implantes articulares.

Durante las pruebas *in vitro* de simulación de cadera y rodilla es común que el lubricante se evapore a lo largo del tiempo, por lo que la concentración de partículas de desgaste se incrementa, por que es indispensable reponer el volumen perdido de lubricante. Para el caso de las pruebas *in vitro* de desgaste de prótesis de cadera y rodilla, las normas: ISO 14242-1 y la 14243-3 recomiendan utilizar recipientes sellados para disminuir la evaporación del lubricante.^(10, 44) Al respecto mencionan que se debe reponer el lubricante evaporado al menos diariamente con agua desionizada y reemplazar el fluido de prueba completamente cada $5 \cdot 10^5$ ciclos.

A continuación se describe la influencia del lubricante sobre el desgaste de los biomateriales en contacto.

El lubricante sinovial sintético que contiene: albúmina de suero bovino, ácido hialurónico, inmunoglobulina G, solución de Ringer y lecitina fosfolípídica permite reproducir las condiciones de desgaste y coeficiente de fricción de la articulación de la cadera, por lo que se puede considerar una alternativa para lubricar la superficie del UHMWPE/CoCrMo en lugar de utilizar un fluido de base suero.⁽⁴⁵⁾

Las pruebas *in vitro* permitieron conocer que el comportamiento del desgaste entre el polímero y el metal depende del tipo de lubricante; cuando las superficies de los materiales polímero/metal se lubrican con suero bovino no se adhieren las partículas del metal al polímero, debido a que las proteínas forman una capa lubricante sobre la superficie del metal modificando el desgaste abrasivo y pasando a ser desgaste adhesivo. Por otro lado, al utilizar ácido hialurónico en combinación con un fluido base proteínas la fricción disminuye, puesto que este incrementa la viscosidad de los lubricantes e incrementa el efecto dinámico de los fluidos.⁽⁴⁶⁾

El desempeño del cojinete de las prótesis de cadera está relacionado con diversos factores como la holgura radial (*clearance*), la mecánica de contacto y la rugosidad entre las superficies de apoyo de los materiales, que son importantes para determinar los regímenes de lubricación presentes entre los biomateriales metal/metal, cerámico/cerámico y UHMWPE/metal.⁽⁴⁷⁾ Al incrementar el diámetro de la holgura (53 μm a 94 μm) en las prótesis de cadera (metal/metal) lubricadas con una concentración del 25 % de suero bovino se incrementa la fricción debido a un aumento del contacto entre las asperezas de los materiales y la reducción del espesor de película.⁽⁴⁸⁾

Lubricación en prótesis de rodilla

El tratamiento para la osteoartritis incluye desde analgésicos hasta la artroplastia total de rodilla,⁽¹⁵⁾ sin embargo, con el tiempo los materiales de las prótesis fallan, una de las fallas más comunes es el aflojamiento, esto origina inestabilidad entre los componentes, provocando que se generen residuos de partículas del polímero que producen osteólisis (debilitamiento del hueso), la que es una respuesta inmunitaria a las partículas de desgaste del polietileno que causan reabsorción ósea.⁽⁷⁾ Desde la perspectiva de la biomecánica la rodilla es la articulación más compleja del cuerpo humano, debido a que es la articulación que soporta más peso y variaciones de velocidad, además de que las curvaturas de las superficies articulares no son concéntricas y los cóndilos tibiales son poco profundos. Todos estos factores hacen que el problema de durabilidad de los materiales sea difícil de resolver, por lo cual se busca, por una parte, entender y mejorar las propiedades mecánicas del inserto de polietileno, mediante

diferentes aproximaciones teóricas y experimentales, y por la otra, entender la fricción y desgaste de los biomateriales.

El contacto sólido-sólido ocurre, regularmente, debido a que se presenta el régimen de lubricación de capa límite y mixto, por lo que el desgaste del inserto de UHMWPE es inevitable, debido a que el desgaste ocurre cuando el espesor de película del líquido sinovial es pequeño y las presiones de contacto son grandes.⁽³¹⁾ Por lo tanto, el desgaste prematuro del inserto de polímero se puede reducir al mejorar las propiedades mecánicas de los materiales mediante tratamientos superficiales (alterando la química y la microestructura de la superficie o aplicando recubrimiento en la superficie),⁽⁸⁾ materiales compuestos con mayor resistencia al desgaste y superficies texturizadas.⁽⁴⁹⁾

El lubricante natural después de un reemplazo de rodilla es una mezcla compleja que contiene proteínas, ácido hialurónico y fosfolípidos; esta combinación ayuda a disminuir las partículas de desgaste,⁽⁵⁰⁾ por lo cual es necesario que la norma ISO estandarice las proporciones de proteínas.

Conclusiones

Los resultados de esta revisión bibliográfica mostraron que los mecanismos de lubricación de los reemplazos articulares pueden ser afectados por la presión de contacto, velocidad relativa, temperatura y tasa de deposición de proteínas, ya que la temperatura generada por el contacto desnaturaliza a la proteína y, en consecuencia, cambia su función de lubricación natural. Cuando en la articulación artificial se tiene una enfermedad como la osteoartritis, las propiedades tribológicas de las superficies de los biomateriales pueden afectarse y, por lo tanto, la vida útil del implante puede ser limitada.

Desde otra perspectiva se cree que el desgaste prematuro del inserto de polietileno que se presenta *in vivo* en la prótesis se debe, en parte, al aflojamiento de los componentes protésicos, lo que origina diversos cambios en las propiedades reológicas del líquido sinovial, ocasionando lubricación deficiente. Todo esto resulta en la reducción de la vida útil de los materiales de la prótesis. Por lo que es importante incrementar la vida útil de los materiales, ya que esto ayuda a que los pacientes más jóvenes y activos tengan menor número de intervenciones quirúrgicas de revisión de los componentes de la prótesis.

Referencias bibliográficas

1. Burgos Vargas R, Cardiel MH, Loyola Sánchez A, De Abreu MM, Pons Estel BA, Rossignol M, Avouac B, Ferraz MB, Halhol H. Characterization of Knee Osteoarthritis in Latin America. A Comparative Analysis of Clinical and Health Care Utilization in Argentina, Brazil, and Mexico. *Reumatología Clínica*. 2014;(10):152-159. DOI: <https://10.1016/j.reuma.2013.07.013>
2. Rawal BR, Yadav A, Pare V. Life estimation of knee joint prosthesis by combined effect of fatigue and wear. *Procedia Technology*. 2016;(23):60-67. DOI: <https://10.1016/j.protcy.2016.03.072>
3. NJR 14th Annual Report National Joint Registry 2017.
4. AJRR Fourth AJRR Annual Report on Hip and Knee Arthroplasty Data.
5. AOANJRR Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: annual Report 2017.
6. ISSSTE Información implantes de articulaciones ISSSTE. México.
7. Pitta M, Esposito CI, Li Z, Lee Y, Wright TM, Padgett DE. Failure After Modern Total Knee Arthroplasty: A Prospective Study of 18,065 Knees. *J Arthroplasty*. 2018;(33):407-414. DOI: <https://10.1016/j.arth.2017.09.041>
8. Ibrahim MZ, Sarhan AAD, Yusuf F, Hamdi M. Biomedical materials and techniques to improve the tribological, mechanical and biomedical properties of orthopedic implants - A review article. *Journal of Alloys and Compounds*. 2017;(714):636-667. DOI: <https://10.1016/j.jallcom.2017.04.231>
9. Myant C, Cann P. In contact observation of model synovial fluid lubricating mechanisms. *Tribology International*. 2013;(63):97-104. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2012.04.029>
10. ISO ISO 14243-3 Implants for surgery-Wear of total knee-joint prostheses - Part 3: Loading and displacement control and corresponding environmental conditions for test. International Standard. 2014;(Second edi):1-16. DOI: <https://10.1109/IEEESTD.2007.4288250>
11. Mishina H, Kojima M. Changes in human serum albumin on arthroplasty frictional surfaces. *Wear*. 2008;(265):655-663. DOI: <https://10.1016/j.wear.2007.12.006>

12. Koh Y, Lee J, Lee H, Kim H, Kang K. Computational wear prediction of insert conformity and material on mobile-bearing. BJR. 2019;(8):563-569. DOI: <https://10.1302/2046-3758.811.BJR-2019-0036.R1>
13. Gao L, Hua Z, Hewson R. Can a “pre-worn” bearing surface geometry reduce the wear of metal-on-metal hip replacements? - A numerical wear simulation study. Wear. 2018;(406-407):13-21. DOI: <https://10.1016/j.wear.2018.03.010>
14. Ruggiero A, Sicilia A. Tribology International Lubrication modeling and wear calculation in artificial hip joint during the gait. Tribology International. 2020;(142):105993. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2019.105993>
15. Raleigh AR, Mccarty WJ, Chen AC, Diego S, Jolla L. States U 6. 7 Synovial Joints : Mechanobiology and Tissue Engineering of Articular Cartilage and Synovial Fluid. Comprehensive Biomaterials II. 2017;(6):199-212. DOI: <https://10.1016/B978-0-12-803581-8.09304-8>
16. Harsha AP, Joyce TJ. Challenges associated with using bovine serum in wear testing orthopaedic biopolymers. ProclMechE Part H: J Engineering in Medicine. 2011;(225):948-958 DOI: <https://10.1177/0954411911416047>
17. Wang A, Essner A, Schmidig G. The Effects of Lubricant Composition on in Vitro Wear Testing of Polymeric Acetabular Components. Biomedical Materials. 2003;(168):45-52 DOI: <https://10.1002/jbm.b.10077>
18. Brandt JM. Wear and Boundary Lubrication in Modular Total Knee Replacements. University of Waterloo.
19. Biowest Certificate of Analysis Fetal Bovine Serum (Mexico, USDA approved). 2017;(1):3021609.
20. Bhuanantanondh P. Rheology of Synovial Fluid with and without Viscosupplements in Patients with Osteoarthritis: A pilot study. The University of British Columbia (Vancouver).
21. Lacroix D, Planell J. Joint Biomechanics. In: Narayan R (ed). Biomedical Materials. Springer US, Boston, MA, pp. 147-150.
22. Bhuanantanondh P. Rheological Study of Viscosupplements and Synovial Fluid in Patients with Osteoarthritis. Journal of Medical and Biological Engineering. 2012;(32):12 DOI: <https://10.5405/jmbe.834>

23. Kawata M, Okamoto A, Endo T, Tsukamoto Y. Viscoelasticity of synovial fluids and additive effect of hyaluronate. In: Nishinari K (ed). Hydrocolloids, Elsevier. Elsevier, pp. 343-348.
24. Oates KMN, Krause WE, Colby R. Using rheology to probe the mechanism of joint lubrication: polyelectrolyte/protein interactions in synovial fluid. Materials research society. 2002;(695):2-6
25. Joyce TJ. Wear tests of orthopaedic biopolymers with the biolubricant augmented by a visco-supplement. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology. 2009;(223):297-302. DOI: <https://10.1243/13506501JET480>
26. Garcia Garcia AL, Alvarez Vera M, Montoya Santiyanes LA, Dominguez Lopez I, Montes Seguedo JL, Sosa Savedra JC, Barceinas Sanchez JDO. Regression models to predict the behavior of the coefficient of friction of AISI 316L on UHMWPE under ISO 14243-3 conditions. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2018;(82):248-256. DOI: <https://10.1016/j.jmbbm.2018.03.028>
27. Yao JQ, Laurent MP, Johnson TS, Blanchard CR, Crowninshield RD. The influences of lubricant and material on polymer/CoCr sliding friction. Wear. 2003;(255):780-784. DOI: [https://10.1016/S0043-1648\(03\)00180-7](https://10.1016/S0043-1648(03)00180-7)
28. Nečas D, Sadecká K, Vrbka M, Gallo J, Galandáková A, Křupka I, Hartl M. Observation of lubrication mechanisms in knee replacement: A pilot study. Biotribology. 2019;(17):1-7. DOI: 10.1016/j.biotri.2019.02.001.
29. Myant C, Cann P. On the matter of synovial fluid lubrication: Implications for Metal-on-Metal hip tribology. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2014;(34):338-348. DOI: <https://10.1016/j.jmbbm.2013.12.016>
30. Jhurani SM, Fred Higgs C. An elastohydrodynamic lubrication (EHL) model of wear particle migration in an artificial hip joint. Tribology International. 2010;(43):1326-1338. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2009.12.069>
31. Kennedy FE, Wongseedakaew K, McHugh DJ, Currier JH. Tribological conditions in mobile bearing total knee prostheses. Tribology International. 2013;(63):78-88. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2012.03.011>

32. Zhang X, Kanapathipillai S, Wu T, Peng Z. Frictional behaviour and friction mechanisms of rolling-sliding contact in mixed EHL. *Tribology International*. 2017;(114):201-207. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2017.04.032>
33. Murakami T, Sawae Y, Nakashima K, Yarimitsu S, Sato T. Micro- and nanoscopic biotribological behaviours in natural synovial joints and artificial joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. 2007;(221):237-245. DOI: <https://10.1243/13506501JET245>
34. Corvelli M, Che B, Saeui C, Singh A, Elisseeff J. Biodynamic performance of hyaluronic acid versus synovial fluid of the knee in osteoarthritis. *Methods*. 2015;(84):90-98. DOI: <https://10.1016/j.ymeth.2015.03.019>
35. Brandt J-M, Brière LK, Marr J, MacDonald SJ, Bourne RB, Medley JB. Biochemical comparisons of osteoarthritic human synovial fluid with calf sera used in knee simulator wear testing. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2010;(9999A):NA-NA. DOI: <https://10.1002/jbm.a.32728>
36. Sawae Y, Yamamoto A, Murakami T. Influence of protein and lipid concentration of the test lubricant on the wear of ultra high molecular weight polyethylene. *Tribology International*. 2008;(41):648-656. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2007.11.010>
37. Nečas D, Vrbka M, Rebenda D, Gallo J, Galandáková A, Wolfová L, Křupka I, Hartl M In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of model synovial fluid composition. *Tribology International*. 2018;(117):206-216. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2017.09.001>
38. R Gale L, Chen Y, A Hills B, Crawford R Boundary lubrication of joints: Characterization of surface-active phospholipids found on retrieved implants. *Acta Orthopaedica*. 2007;(78):309-314. DOI: <https://10.1080/17453670710013852>
39. Roba M, Naka M, Gautier E, Spencer ND, Crockett R. The adsorption and lubrication behavior of synovial fluid proteins and glycoproteins on the bearing-surface materials of hip replacements. *Biomaterials*. 2009; (30):2072-2078. DOI: <https://10.1016/j.biomaterials.2008.12.062>

40. Heuberger MP, Widmer MR, Zobeley E, Glockshuber R, Spencer ND. Protein-mediated boundary lubrication in arthroplasty. *Biomaterials*. 2005;(26):1165-1173. DOI: <https://10.1016/j.biomaterials.2004.05.020>
41. Myant C, Underwood R, Fan J, Cann PM. Lubrication of metal-on-metal hip joints: The effect of protein content and load on film formation and wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2012;(6):30-40. DOI: <https://10.1016/j.jmbbm.2011.09.008>
42. Mattei L, Di Puccio F, Piccigallo B, Ciulli E. Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review. *Tribology International*. 2011;(44):532-549. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2010.06.010>
43. Puccio F. Di Biotribology of artificial hip joints. *World Journal of Orthopedics*. 2015;(6):77-94. DOI: <https://10.5312/wjo.v6.i1.77>
44. ISO 14242-1 Implants for surgery-Wear of total hip-joint prostheses. 61010-1 © IEC:2001. 2012;13.
45. Bortel E, Charbonnier B, Heuberger R. Development of a Synthetic Synovial Fluid for Tribological Testing. *Lubricants*. 2015;(3):664-686. DOI: <https://10.3390/lubricants3040664>
46. Shinmori H, Kubota M, Morita T, Yamaguchi T, Sawae Y. Effects of synovial fluid constituents on friction between UHMWPE and CoCrMo. *Tribology Online*. 2020;(15):283-292. DOI: <https://10.2474/TROL.15.283>
47. Jin Z, Dowson D, Fisher J. Analysis of fluid film lubrication in artificial hip joint replacements with surfaces of high elastic modulus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine*. 1997;(211):247-256. DOI: <https://10.1243/0954411971534359>
48. Brockett CL, Harper P, Williams S, Isaac GH, Dwyer Joyce RS, Jin Z, Fisher J. The influence of clearance on friction, lubrication and squeaking in large diameter metal-on-metal hip replacements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2008;(19):1575-1579. DOI: <https://10.1007/s10856-007-3298-9>
49. Qiu M, Chyr A, Sanders AP, Raeymaekers B. Designing prosthetic knee joints with bio-inspired bearing surfaces. *Tribology International*. 2014;(77):106-110. DOI: <https://10.1016/j.triboint.2014.04.025>
50. Galandáková A, Ulrichová J, Langová K, Hanáková A, Vrbka M, Hartl M, Gallo

J. Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments. Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials. 2017;(105):1422-1431. DOI: <https://10.1002/jbm.b.33663>

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no tienen conflicto de intereses.

Contribución de los autores

Conceptualización: Joana Lizbeth Montes Seguedo.

Investigación: Joana Lizbeth Montes Seguedo.

Administración del proyecto: Adrián Luis García García.

Supervisión: Adrián Luis García García, Eva González Jasso, Iván Domínguez López, José Dolores Óscar Barceinas Sánchez, María del Rosario Jovita Morales.

Validación: Adrián Luis García García, Eva González Jasso, Iván Domínguez López, José Dolores Óscar Barceinas Sánchez, María del Rosario Jovita Morales

Redacción del borrador original: Joana Lizbeth Montes Seguedo.

Redacción, revisión y edición: Adrián Luis García García, Eva González Jasso, Iván Domínguez López, Joana Lizbeth Montes Seguedo, José Dolores Óscar Barceinas Sánchez, María del Rosario Jovita Morales.